

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication :
(A n'utiliser que pour les
commandes de reproduction).

2 248 015

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 73 37055

(54) Conduit chirurgical implantable.

(51) Classification internationale (Int. Cl.²). A 61 F 1/00; A 61 M 1/00.

(22) Date de dépôt 17 octobre 1973, à 15 h 11 mn.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée :

(41) Date de la mise à la disposition du
public de la demande B.O.P.I. — «Listes» n. 20 du 16-5-1975.

(71) Déposant : SOCIÉTÉ DES USINES CHIMIQUES RHONE-POULENC, résidant en France.

(72) Invention de :

(73) Titulaire : SOCIÉTÉ RHONE-POULENC INDUSTRIES, résidant en France.

(74) Mandataire :

La présente invention, à la réalisation de laquelle ont collaboré Messieurs Alain GRANGER et André SAUSSE, concerne des conduits chirurgicaux implantables, pour l'écoulement de liquides biologiques. Ces conduits sont utilisables, notamment, comme urètres, uretères, cholédoques ou vaisseaux
5 artificiels.

Dans le brevet français n° 71 12 306, on a déjà décrit des tubes pour l'écoulement de liquides biologiques, utilisables notamment comme uretères artificiels.

L'expérience a montré que, malgré l'élasticité des matériaux
10 employés, ces conduits ne présentent pas toujours une souplesse suffisante pour accompagner les organes auxquels ils sont fixés et risquent de s'obturer par déformation.

La présente invention a pour but de remédier à ces inconvénients. En particulier, elle a pour but de satisfaire à des conditions apparemment
15 contradictoires en fournissant des tubes implantables, fermement attachés aux organes auxquels ils sont reliés, souples et élastiques et qui ne risquent pas de s'obturer par pliage ou par flambage des parois.

Il a maintenant été trouvé un conduit chirurgical implantable pour l'écoulement de liquides biologiques, comportant un tube à parois
20 souples et étanches et à extrémités suturables, munies par exemple d'un disque suturable perpendiculaire à l'axe ou d'un manchon suturable, caractérisé en ce que sa surface extérieure présente au moins une nervure hélicoïdale.

La compréhension de l'invention sera facilitée par les figures
25 ci-jointes qui en illustrent à titre d'exemples, schématiquement et sans échelle déterminée, divers modes de réalisation.

La figure 1 est la vue, en élévation et en coupe partielle en position courbée, d'un tronçon de conduit selon un premier mode de réalisation.

30 La figure 2 est la vue, en élévation et en coupe partielle également en position courbée, d'un tronçon de conduit selon un second mode de réalisation.

La figure 3 est la vue, en élévation et en coupe partielle, d'un tronçon de conduit selon l'art antérieur soumis à la même courbure et obturé
35 par flexion de sa paroi.

La figure 4 est la vue, en élévation et en coupe partielle, de l'extrémité d'un urètre selon l'invention montrant son mode de liaison à la vessie.

La figure 5 est la vue d'un urètre selon l'invention.

La figure 1 représente un tronçon de tube cylindrique (1) à parois souples et étanches aux fluides. Autour de la surface extérieure de ce tube est disposé, enroulé hélicoïdalement, un élément (2) en forme de jonc, de cordon ou de petit tube. Cet élément est lié au tube (1) de façon continue ou discontinue par tous moyens connus (il est par exemple soudé à celui-ci), de telle sorte qu'il est solidaire de ce dernier.

L'élément (2) offre une section droite de forme généralement circulaire ou polygonale, d'étendue habituellement comprise entre $1/10$ et $1/100$ de la section droite du tube (1). L'élément (2) peut être composé d'une ou de plusieurs spires enroulées au même pas autour du tube (1). Au repos, le pas des spires est le plus souvent compris entre 0,25 et 4 fois le diamètre D du cylindre circonscrit au conduit selon l'invention.

L'élément hélicoïdal (2) constitue une armature externe qui soutient en permanence la paroi latérale du tube (1) et l'empêche de se collaber en cas de compression radiale ou de se plier par flambage en cas de compression axiale. Les matériaux constituant l'élément (2) et couvrant les parois du tube (1) doivent être largement tolérés par l'organisme.

Avantageusement, on utilise pour l'élément (2) et le tube (1) des matériaux de même nature, par exemple des élastomères silicones. L'existence de l'élément (2) permet d'utiliser pour le tube (1) des élastomères de faible dureté, notamment inférieure à 40 (Shore A), conférant à l'ensemble du tube une élasticité longitudinale importante et une grande souplesse.

Le conduit selon la figure 1 présente en outre une surface intérieure cylindrique régulière qui permet un bon écoulement des liquides biologiques et évite le cas échéant leur rétention partielle. Par ailleurs, lors de l'étirement ou de la contraction de l'ensemble du tube, ses extrémités ne sont pratiquement pas sollicitées par un couple de torsion, ce qui ménage la longévité des points de suture.

La figure 2 représente un autre mode de réalisation d'un tronçon de conduit selon l'invention. Celui-ci est constitué par un tube dont les parois, d'épaisseur sensiblement constante, sont ondulées, une ou plusieurs ondulations contiguës (3) étant disposées de manière hélicoïdale. Ces ondulations (3) constituent des nervures qui augmentent la rigidité transversale du conduit et lui conservent sa souplesse et son élasticité longitudinale.

Si l'on désigne par d le diamètre du cylindre inscrit à l'intérieur du conduit au repos et D le diamètre extérieur du cylindre circonscrit au conduit au repos, le rapport $\frac{D}{d}$ est généralement compris entre 1,2 et 3 et de préférence entre 1,5 et 2. Au repos, le pas des ondulations est avantageusement compris entre 0,25 D et 4 D . Il est en outre avantageux que les

ondulations adjacentes se raccordent sans angles vifs, tant à l'intérieur qu'à l'extérieur du tube. De tels tronçons de tubes peuvent être obtenus par moulage ou formage, mais il est généralement avantageux de fabriquer de grandes longueurs de tubes par extrusion. La paroi interne du tube délimite ainsi un canal d'allure générale hélicoïdale qui permet l'écoulement de liquides biologiques.

D'une façon générale, la présente invention concerne tout conduit chirurgical implantable pour l'écoulement de fluides biologiques dont la surface extérieure comporte des nervures hélicoïdales, quelles que soient les variantes de réalisation,

Les dimensions du conduit, en particulier son diamètre et l'épaisseur de sa paroi, ne sont pas critiques. Il est pratique de disposer d'une série de conduits de longueurs et de diamètres échelonnés, afin de pouvoir choisir les dimensions qui conviennent le mieux au patient. L'épaisseur de paroi est généralement choisie pour que le conduit résiste aux pressions exercées par les organes voisins et offre une souplesse suffisante pour se conformer aux mouvements du corps.

La figure 3 montre un tronçon de conduit selon l'art antérieur. Ce conduit est cylindrique, par exemple en élastomère silicone. Lorsqu'il est plié parce que ses extrémités se rapprochent sous l'effet d'un déplacement relatif des organes auxquels il est fixé, il se collabe, contrairement aux conduits représentés figures 1 et 2 dans une position analogue.

La figure 4 représente à titre d'exemple l'extrémité aval d'un conduit selon l'invention utilisé comme urètre. Ce conduit comporte un tube (1) muni d'ondulations hélicoïdales (3) se terminant par un embout sensiblement cylindrique (4) ; la base de cet embout supporte un large disque (5) en élastomère silicone ou en velours de polyester. Le disque en silicone peut être éventuellement renforcé à l'aide de fibres textiles noyées à l'intérieur, l'une de ses faces peut être rendue colonisable par le tissu conjonctif, à des fins d'adhérence, par un doublage textile tel qu'un velours de polyester. La mise en place de la prothèse s'effectue en introduisant l'embout (4) dans l'orifice pratiqué à cet effet dans la paroi (16) de la vessie, le disque (5) venant en butée contre ladite paroi, à laquelle il est ensuite suturé selon les techniques habituelles sur un large diamètre, ce qui permet une solide fixation.

Naturellement, si désiré, le conduit selon l'invention peut être raccordé à un organe par tout autre moyen de type déjà connu, notamment à l'aide de manchons textiles suturables, en particulier de manchons en velours de polyester.

Le conduit selon l'invention peut être réalisé en divers matériaux à la fois souples et élastiques et être éventuellement revêtu d'un matériau compatible avec l'organisme ou avec les liquides biologiques susceptibles de s'écouler à l'intérieur.

5 Comme matériau, on préfère utiliser les élastomères silicones, qui sont à la fois souples, élastiques, étanches aux fluides et biocompatibles.

Pour éviter les dépôts (concrétions calcaires, coagulum fibrineux) laissés par les liquides biologiques sur la surface interne du conduit, il
10 est particulièrement avantageux de procéder à un laquage de la surface interne de ce conduit, notamment selon la technique décrite dans le brevet français n° 71. 04613.

Avantageusement, l'ensemble du conduit peut être soumis à un tel traitement de laquage, à l'exception bien entendu d'éventuels éléments
15 textiles colonisables par le tissu conjonctif. Ceci permet d'éviter toute incrustation entre la prothèse et le conduit naturel qui se reforme généralement autour de celle-ci.

Les conduits selon l'invention peuvent être utilisés pour le remplacement de tout conduit naturel. Par exemple ils permettent l'évacuation de la bile soit dans l'estomac, soit dans l'intestin grêle, ou encore
20 l'évacuation de l'urine, à partir d'un rein ou à partir de la vessie.

Les exemples suivants illustrent l'invention.

Exemple 1 -

Un urètre artificiel est constitué par un tronçon de tube en
25 élastomère silicone de dureté Shore A 55, de longueur 85 mm et d'épaisseur de paroi 0,75 mm environ. Ce tube est muni d'une nervure hélicoïdale de pas 4 mm. Les diamètres d et D précédemment définis ont respectivement pour valeur : 3 et 8 mm. Ce tube est prolongé à chaque extrémité par un embout cylindrique à parois amincies, également en élastomère silicone.

30 Pour fabriquer cette prothèse on enroule préalablement un tube de verre de 2 mm de diamètre en hélice de pas de 4 mm sur un mandrin de diamètre 3 mm, sur une longueur de 85 mm. On enfle sur ce mandrin nervuré un tuyau d'élastomère silicone cru de diamètres 3 x 5 mm en laissant de part et d'autre du tronçon nervuré la longueur nécessaire de tuyau pour faire
35 ensuite les embouts. Après cuisson, les embouts sont amincis par meulage et l'ensemble est laqué intérieurement et extérieurement selon la technique décrite dans le brevet français n° 71 04613.

L'embout amont (longueur 18 mm) est recouvert sur 10 mm d'un manchon en velours de polyester collé sur sa portion aval.

L'embout aval (longueur 10 mm) est muni d'un disque de diamètre 22 mm en élastomère silicone recouvert de velours de polyester (7) sur sa face aval avec débordement par la périphérie sur 5 mm de la face amont. L'embout est prolongé vers l'aval par un mince tube aplati formant un clapet de type "bec de canard", l'épaisseur de la paroi du clapet étant de 0,2 mm.

Pour la mise en place de la prothèse, on sectionne l'uretère déficient à 30 mm en aval du bassinnet, on dilate le moignon rénal, on y intube l'extrémité de l'embout amont et on le suture sur le manchon textile qui reste en dehors de l'uretère lui-même.

On insère ensuite l'extrémité aval de la prothèse à travers la paroi de la vessie, le clapet étant situé à l'intérieur de celle-ci et le disque venant s'appliquer sur la paroi vésicale externe, à laquelle il est suturé; le disque doit rester entièrement extra-vésical.

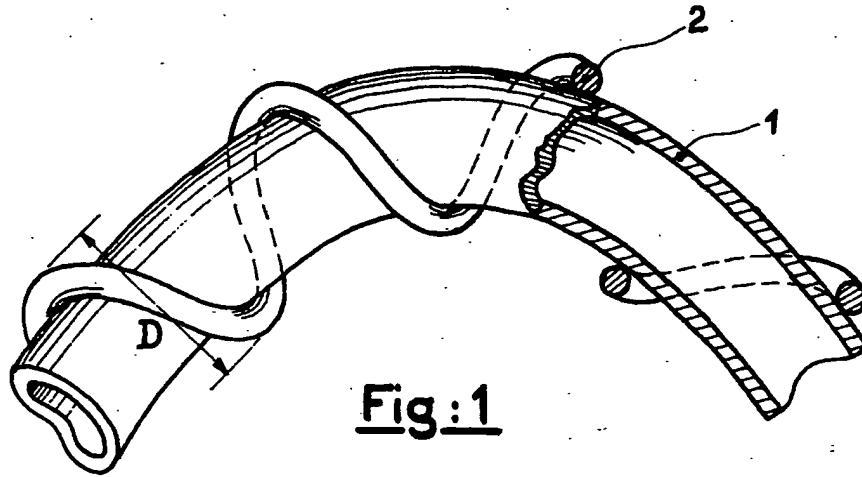
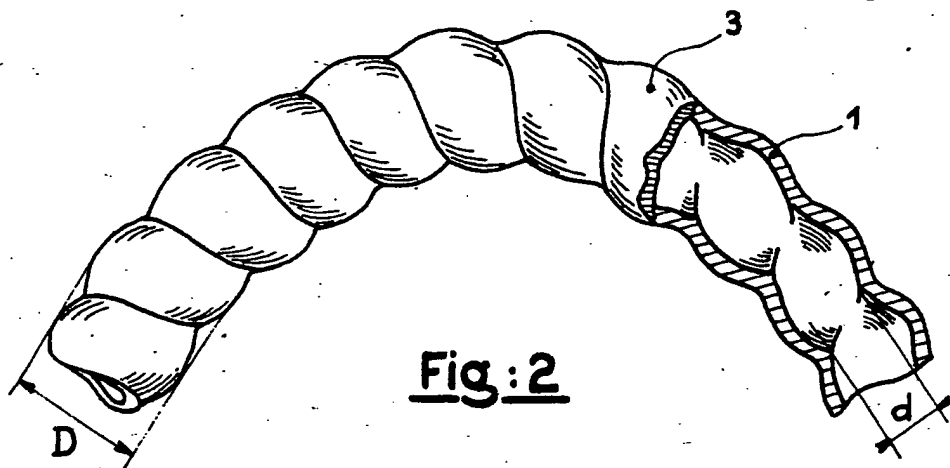
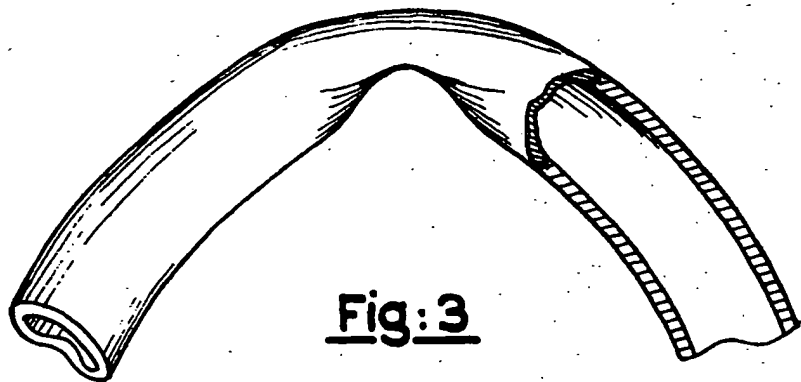
Une telle prothèse a été implantée sur trois chiens. Avec un recul de 5 mois, on observe une excellente tolérance d'après les examens chimique, biologique et radiologique.

Exemple 2 -

Un urètre artificiel est illustré par la figure 5. Il comprend une portion centrale nervurée semblable à celle de l'exemple 1 mais de diamètre $d = 6$ mm et $D = 11$ mm et de longueur 100 mm, et deux embouts de 18 mm dont les portions adjacentes à la portion nervurée portent un manchon (8) en velours de polyester long de 10 mm.

REVENDICATIONS

- 1 - Conduit chirurgical implantable pour l'écoulement de fluides biologiques, comportant un tube à parois souples et étanches, à extrémités suturables, caractérisé en ce que sa surface extérieure présente au moins une nervure
- 5 hélicoïdale.
- 2 - Conduit selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdites nervures sont constituées d'éléments rapportés et liés à la surface du tube.
- 3 - Conduit selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdites nervures sont constituées par des ondulations de la paroi du tube, l'épaisseur
- 10 de cette paroi étant sensiblement constante.
- 4 - Conduit selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le pas desdites nervures est compris entre 0,25 et 4 fois le diamètre extérieur hors tout dudit tube.
- 5 - Conduit selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il est en élastomère silicone.
- 15 6 - Conduit selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que la surface interne est couverte par un revêtement lisse en élastomère silicone.
- 7 - Conduit selon la revendication 6, caractérisé en ce que la surface
- 20 externe est également couverte par un revêtement lisse en élastomère silicone.
- 8 - Emploi, comme urètre artificiel, d'un conduit chirurgical selon l'une quelconque des revendications précédentes.
- 9 - Emploi, comme urètre artificiel, d'un conduit chirurgical selon l'une
- 25 quelconque des revendications précédentes.

Fig:1Fig:2Fig:3

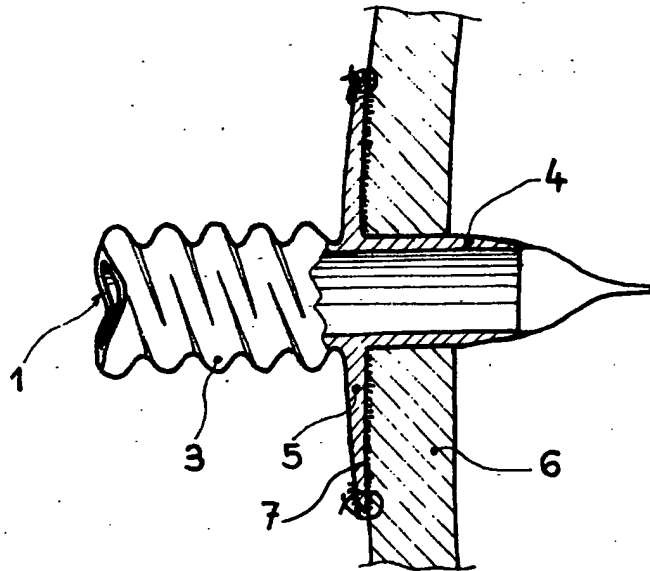


Fig: 4

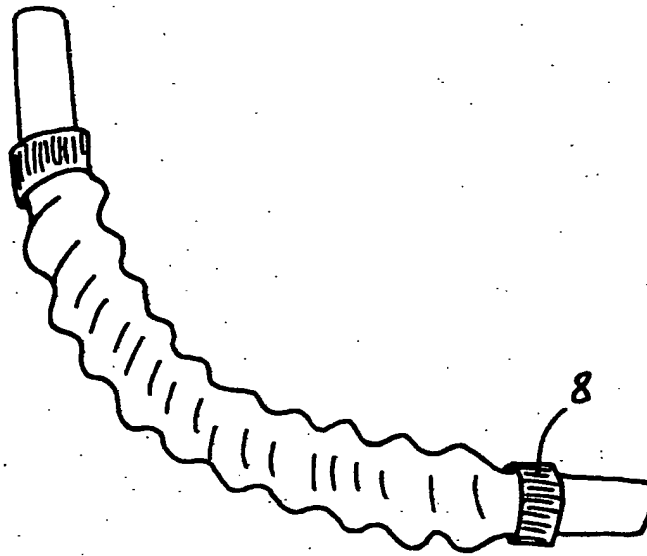


Fig. 5

Machine Translation of FR2248015

The present invention, in the realization of which collaborated Messieurs Alain GRANGER and Andre SAUSSE, relates to conduits chirurgicaux implantables, for the flow of biological liquids. These conduits are usable, in particular, as artificial bladders, ureters, urethras, cholédoques or vessels.

In the French patent Na 71 12 306, one already described tubes for the flow of biological liquids, utilisables notamment comme urethres artificiels.

The experiment shows that, in spite of the elasticity of materials employed, these conduits always do not have a sufficient flexibility to accompany the bodies to which they are fixed and are likely to be sealed by deformation.

The purpose of the present invention is to cure these disadvantages.

In particular, the purpose of it is to satisfy apparently contradictory conditions by providing tubes implantables, firmly attached to the bodies to which they are connected, flexible and elastic and which are not likely to be sealed by folding or buckling of the walls.

It was found now a conduit surgical implantable for the flow of biological liquids, comprising a tube with flexible and tight walls and suturable ends, provided for example with a disc suturable perpendicular to the axis or with a sleeve suturable, characterized in that its external surface presents at least a vein helicoidale.

The comprehension of the invention will be facilitated by the figures attached which illustrate some by way of examples, schématiquement et sans échelle given various modes of realization.

Figure 1 is the side view, of rise and out of partial cut in position curved, of a section of conduit according to a first mode of realization.

Figure 2 is the side view, end view and cross-section from there partially developed in position curved, of a section of conduit according to a second mode of realization.

Figure 3 is a top view, of rise and out of partial cut, in a section of conduit according to the art formerly known to form a curve and sealed by inflection of its wall.

Figure 4 is the side view, of rise and out of partial cut, in the end of a urethra according to the invention showing its mode of connection to the bladder.

Figure 5 is a view of an urethra according to the invention.

Figure 1 represents a section of tube cylindrique (1) with walls flexible and tight with the fluids. Around the surface exterior of this tube is laid out, rolled up helicoidally, an element (2) in the shape of snap ring, cord or small tube. This element is in contact with tube (1) continuously or discontinuously by all known means (it is for example sutured to this one), so that it is interdependent of this last.

The element (2) offers a cross-section of generally circular or polygonal form, from wide usually included/understood between 1 and 1/100 of the cross-section of the tube (1). The element (2) can be composed of one or several whorls enroulés with the same step around the tube (1). At rest, the step of the whorls is generally included/understood between 0.25 and 4 times the diameter of the cylinder circumscribed with the conduit according to the invention.

The element helicoidal (2) constitutes an external reinforcement which supports permanently the side wall of tube(1) and collabes in case radial decompression prevents it or to yield by buckling in the event of axial compression materials constituting the element (2) and covering the walls of tube(1) the device can largely tolerate the organism's.

Advantageously, one uses for the element (2) and the tube(1) desmaterials naturels, for example of the elastomers silicones. The existence of element # (2) allows to use for the tube (1) of elastomers of faibledureté, in particular lower than 40 (Shore A), conferring on the whole of the tube an important longitudinal elasticity and a great flexibility.

The conduit according to figure 1 introduces moreover to an interior surface cylindrique qui permet de laisser passer les liquides biologiques et évite leur rétention partielle si nécessaire. In addition, at the time of the stretching or the contraction de la paroi de la tube, les déformations sont pratiquement pas demandées par un torque, which spares the longevity of the points of joining.

Figure 2 represents another realization mode of a section of conduit according to the invention. Celui-ci est constitué par une tube dont les parois, d'épaisseur appréciablement constante, sont corruguées, une ou plusieurs ondulations (3) étant réalisées de manière hélicoïdale. Ceci conduit.

Les ondulations (3) constituent des veines qui augmentent la rigidité transversale du conduit et sa flexibilité et sa longueur élastique lui est préservée.

Si l'on indique par D le diamètre du cylindre inscrit dans le conduit au repos et D' le diamètre externe du cylindre circonscrit au conduit au repos, le rapport D/D' généralement se situe entre 1,2 et 3 et de préférence entre 1,5 et 2. Au repos, l'espacement des ondulations avantageusement se situe entre 0,25 D et 4 D. Il est en outre avantageux en ce sens que les ondulations adjacentes sont reliées sans angles vifs, à l'intérieur de la paroi de la tube, de sorte que ces sections de tubes peuvent être réalisées par moulage ou formage, mais il est également avantageux pour la fabrication de longues longueurs de tubes par extrusion, la paroi interne du tube détermine ainsi un canal de section hélicoïdale qui permet le passage des liquides biologiques.

Généralement, la présente invention concerne tous les conduits chirurgicaux pour le passage de fluides biologiques de surface externe comprend des veines hélicoïdales. Les différentes alternatives de réalisation, les dimensions du conduit, en particulier son diamètre et son épaisseur, ne sont pas critiques. Il est pratique d'avoir une série de conduits de longueurs et de diamètres variés, afin de pouvoir choisir des dimensions qui sont les plus adaptées pour le patient. L'épaisseur de la paroi est généralement choisie de sorte que le conduit résiste aux pressions exercées par les corps voisins et offre une flexibilité suffisante pour se conformer aux mouvements du corps.

Figure 3 shows un développement du conduit selon l'art antérieur.

Ce conduit est cylindrique, par exemple en caoutchouc synthétique. Lorsque ses extrémités s'approchent sous l'effet d'une traction relative des corps auxquels il est fixé, il se déforme, contrairement aux conduits représentés aux figures 1 et 2 dans une position similaire.

Figure 4 represents with titredlexesple the downstream end of a conduit according to the invention utilisÃ©e. This conduitcomporte a tube (1) provided with undulations hÃ©licoidales (3) ending in unellibout sensiblenent cylindrical (4); the base of this end supports a broad polyester velvet or silicone synthetic rubber disc (5). The silicone disc can be possibly reinforces using fibres textilesnoyees inside, One of its faces can be made colonizable by conjunctive fabric, with ends of adherence, by a textile doubling such as a polyester velvet.

The installation of the prosthesis is carried out by introducing the end (4) in the opening practised for this purpose in the wall (16) of the bladder it disc (5) coming in butted against the aforementioned walls to which it is then sutured according to the usual techniques on a broad diameter, which allows a solid fixing.

So desired Waturellements, the conduit according to the invention can be connected to a body by any other means of the type already known, in particular with assistance of textile sleeves suturables, in particular of polyester velvet sleeves.

The conduit selonl' intention can be reads again in riaux diversmatÃ©- at the same time flexible and clastic and being possibly covered of unmateriau compatible avecleorganisme or with the biological liquids likely destÃ©ouler with Like material, one prefers to use the silicone synthetic rubbers, which are at the same time flexible, elastic, Ã©tanchesaux fluids and bioconpatibles.

To avoid the deposits (concrÃ©tionsn limestones, fibrinous coagulum) left by the biological liquids on the internal surface of the conduit, it is particularly advantageous to carry out a lacquering of the internal surface of this conduit, in particular according to the technique described in the French patent 71. 04613, Advantageously, the whole of the conduit can be subjected to such a treatment of lacquering, Ã© l'exception of course of possible colonizable textile elements by conjunctive fabric, This makes it possible to avoid any incrustation between the prosthesis and the natural conduit which reformegÃ©nÃ©- ralement around decelle-Ci.

the conduits selonll invention peuventerre used for the replacement of very led natural. ParÃ©xesple they allow evacuated it tion bile either dansl' stomach, or in the intestine grÃ©le, or the evacuation of the urine, starting from a kidney or to leave dele bladder.

Following examples illustrentl' invention.

Example 1

A uretÃ©re artificial east constitutes by a section of tube out of silicone synthetic rubber of hardness ShoreA 55, length 85tin and thickness of wall 0,75 mn approximately. This tube is muniC' a vein hÃ©licoidale of step 4mn. the diameters D and DprÃ©cÃ©demment definite has respectively as a value: 3 and 8 mn. This tube is prolongÃ©8 each end by unembout cylindrical with thinned walls, also out of silicone synthetic rubber.

To manufacture this prosthesis one rolls up beforehand a tube of glass of 2mn of helical diameter of step of 4mm on a chuck of diameter 3 man, over a length of 85 Misters One threads on this chuck ribbed a pipe of silicone synthetic rubber believed of diameters 3 X 5mn by leaving of share etdl other of the tronÃ©sonnervure' the length necessary of pipe to make the ends then. After cooking, the ends are thinned by grinding etltenscmble is laquÃ©inteErieurement and outside according to the technique described in French patent N 71 04613.

The end upstream (length 18mn) is covered on 10 evil with a velvet sleeve with polyester

stuck on its portion downstream.

The downstream (length 10mm) is provided with a disc of diameter 22mm out of silicone synthetic rubber covered with polyester velvet (7) on its face downstream with overflow by the periphery on 5 mm with the face upstream.

The end is prolonged towards the downstream by a thin flattened tube forming a valve of the type "nozzle of duck", the thickness of the wall of the valve being of 0,2mm.

For the installation of the prosthesis, one divides the defective ureter with 30mm downstream from the small basin, one dilates the renal stub, one yintubel' end deltembout upstream and one sutures it on the textile sleeve which remains del' uretÃ"re luimXe outwards.

One inserts ensuite l' extremitÃ" downstream of the prosthesis into through the wall of the bladder, the valve being located at the interior of this one and the disc venants l' to apply to the external vesical wall, with which it is sutured; the disc must remain entirely extra vesical.

Such a prosthesis was established on three dogs. With a 5 months passing, one observes an excellent tolerance according to the examinations chemical, biological and radiological.

Example 2

An artificial urethra is illustrated by figure 5. ilcomprend a central portion nervurÃ"esemblable with that of example 1 but diameter $D = 6\text{mm}$ and $D = 11\text{mm}$ and of length 100na, and two ends of 18mm whose adjacent portions with the ribbed portion carry long polyester velvet unmanchon (8) of 10sa

Claims

- 1 - Conduitchirurgical Eplantable pour l' flow of biological fluids, comprising a tube with flexible and tight walls, aextriities suturables, characterized in that its external surface presents at least a nervurehÃ"licodale.
- 2 - Led according to claim 1, characterized in that the aforementioned veins consist of elements brought back and dependent on the surface of the tube.
- 3 - Led according to the revendication l, characterized in that the aforementioned veins are consisted undulations of the wall of the tube, the thickness of this wall being appreciably constant.
- 4 - Unspecified conduit selon l'une of the preceding claims, caraco terized in what the step of the aforesaid veins lies between 0,25 and 4 times the overall external diameter of the aforesaid tube.
- 5 - Led according to any of the preceding claims, characterized in that it is out of silicone synthetic rubber.
- 6 - Unspecified conduit selon l'une of the preceding claims, characterized in that internal surface is covered by unrevOtement smoothes enÃ"lastombre silicone.
- 7 - Led according to claim 6, characterized in that external surface is also covered by a smooth silicone synthetic rubber coating.

8 - Employment, like urethra artificial, of a surgical conduit according to any of the preceding claims.

9 - Employment, like artificial urethra, of a surgical conduit according to any of the preceding claims.